

АЛГОРИТМЫ САМОДИАГНОСТИКИ АППАРАТА ДЛЯ ГАЛЬВАНИЗАЦИИ И ЛЕКАРСТВЕННОГО ЭЛЕКТРОФОРЕЗА

А.В. КИПЕНСКИЙ, Е.И. КОРОЛЬ, Н.И. КУБЫШКИНА, Р.С. ТОМАШЕВСКИЙ

Сделана оценка технического обеспечения электротерапевтических методов гальванизации и лекарственного электрофореза. Предложен новый аппарат АНЭТ-50 ГТ с расширенными функциональными возможностями. Рассмотрен алгоритм его функционирования и самодиагностики. Показано, что идентификация аварийных ситуаций обеспечивает безопасность проведения процедур и облегчает поиск неисправностей в аппарате.

The estimation is conducted of the technical providing of electrotherapies methods of galvanization and medicinal electrophoresis. The new device ANET-50 GT is offered with the extended functional possibilities. The algorithm of his functioning and self diagnostics is considered. It is shown that authentication of situations of emergencies provides safety of condition of procedures and facilitates the search of disrepairs in the device.

Электротерапевтические методы гальванизация и лекарственный электрофорез являются, пожалуй, самыми старыми и известными, но, тем не менее, по-прежнему высокоэффективными методами электролечения. Классические методики проведения процедур предполагают размещение на теле пациента от двух до четырех электродов, соединение их с аппаратом таким образом, чтобы пациент попадал в цепь выходного контура, и пропускание через цепь выходного контура постоянного электрического тока силой до 50 мА [1-3]. Исследования по применению импульсных токов для лекарственного электрофореза показали, что такие токи обеспечивают проникновение лекарственных препаратов на большую глубину, чем постоянный ток, а, следовательно, повышают терапевтическую эффективность метода [4]. При этом дальнейшее развитие методов гальванизации и лекарственного электрофореза оказывается в существенной зависимости от их аппаратного обеспечения. Дело в том, что технические параметры, характеристики и функциональные возможности аппаратов, применяемых для реализации этих методов в медицинских учреждениях Украины, далеки от совершенства. Например, аппарат «Поток-1» (Свердловский завод ЭМА), имеющий наиболее широкое распространение, не обладает жесткостью нагрузочной характеристики (при изменении сопротивления межэлектродного участка изменяется и выходной ток аппарата). На силу выходного тока оказывает влияние и изменение напряжения питания аппарата. Кроме того, в аппарате отсутствует процедурный таймер. Все это практически исключает возможность точного дозирования воздействия как по силе или по плотности тока, так и по продолжительности проведения процедуры. В аппарате «Поток-М» (завод «Эталон», г. Киев) предусмотрена стабилизация выходного тока и возможность дозирования воздействия по продолжительности. Дополнительным преимуществом аппарата является постепенное увеличение тока от нуля до заданного значения в начале процедуры и его постепенное уменьшение от заданного значения до нуля в конце процедуры. К недостаткам этого аппарата может быть отнесено неудобство задания параметров воздействия до процедуры и их контроль в ходе процедуры, а также отсутствие импульсных режимов воздействия.

Реже в медицинских учреждениях можно встретить аппараты «НИОН» (МП «Черномор», г. Николаев), «ЭСКУЛАП(Э)-Мед ТеКо» (г. Мытищи, Москов-

ской обл.) или некоторые другие. Эти аппараты наряду с отдельными достоинствами, имеют также целый ряд недостатков.

Например, в аппарате «НИОН» предусмотрена цифровая индикация выходного тока и блокировка переключений поддиапазонов его регулирования при не выведенной в нулевое положение ручке регулятора выходного тока. К недостаткам аппарата могут быть отнесены нестабильность выходного тока при изменении напряжения питания и сопротивления нагрузки, отсутствие процедурного таймера и импульсных режимов воздействия.

В аппарате «ЭСКУЛАП(Э)-Мед ТеКо» предусмотрен процедурный таймер и стабилизация выходного тока. Однако ток на выходе аппарата имеет высокий уровень пульсаций, что не соответствует условиям воздействия постоянным током. Импульсные режимы воздействия в аппарате также не предусмотрены.

Таким образом, аппараты, имеющиеся сегодня в распоряжении медицинских работников, не позволяют осуществлять дальнейшее совершенствование методов гальванизации и лекарственного электрофореза.

Цель данной работы состояла в создании отечественного недорогого и надежного аппарата для гальванизации и лекарственного электрофореза с широкими функциональными возможностями, который позволит не только заменить морально и физически устаревшие аппараты в медицинских учреждениях Украины, но и обеспечить возможность совершенствования старых и создания новых методов электролечения. При этом такую функциональную возможность аппарата, как самодиагностика, авторы рассматривают как одну из составных частей надежности, способствующую повышению качества проведения процедур.

Новый аппарат (см. рис. 1), созданный совместными усилиями специалистов кафедры промышленной и биомедицинской электроники Национального технического университета «Харьковский политехнический институт», фирмы «РАДМИР» ДП АО НИИ радиотехнических измерений и кафедры физиотерапии и курортологии Харьковской медицинской академии последиplomного образования, получил название АНЭТ-50 ГТ (Аппарат Низкочастотный Электро-Терапевтический для воздействия Гальваническими Токами силой до 50 мА). Первоначальное название – АНЭТ-50 ГЭ (Гальванизация и Электрофорез) [5].



Рисунок 1. Электротерапевтический аппарат АНЭТ-50 ГТ

Функциональная схема аппарата АНЭТ-50 ГТ приведена на рис. 2. Питание аппарата осуществляется от сети переменного напряжения 220 В с частотой 50 Гц, которое подается на сетевой понижающий трансформатор (Т). Этот трансформатор имеет усиленную изоляцию между первичной и вторичными обмотками, что обеспечивает требуемый уровень защиты пациента и обслуживающего медицинского персонала от поражения электрическим током. Выходное напряжение одной из вторичных обмоток трансформатора выпрямляется выпрямителем (В), а его пульсации сглаживаются фильтром (Ф). Напряжение на выходе фильтра при номинальном напряжении питающей сети составляет порядка 40 В.

Регулирование и поддержание заданного значения выходного тока аппарата осуществляется регулятором тока (РТ) в диапазоне от 0,1 до 50 мА при номинальном значении сопротивления нагрузки, равном 500 Ом.

Задание режимов работы аппарата и всех параметров воздействия осуществляется с помощью пульта управления (ПУ). Информация с пульта управления поступает на микропроцессорную систему импульс-

ного управления (МПСИУ) и отображается на индикаторах ПУ. В МПСИУ с учетом выбранного режима работы и заданных параметров воздействия (частота следования импульсов тока (для импульсного режима), сила тока, продолжительность процедуры) и сигналов обратных связей от датчика напряжения (резисторы R1 и R2) и датчика тока (резисторы R3 и R4) формируются сигналы управления РТ, который имеет собственный быстродействующий контур обратной связи. Кроме того, МПСИУ в зависимости от этапа работы аппарата, заданного значения выходного тока и полярности электродов формирует шестиразрядные коды V (см. рис. 2), каждый, из разрядов которого управляет ключами от SA1 (младший разряд) до SA6 (старший разряд). Если уровень напряжения разряда кода V равен логической единице, то у соответствующего ключа замкнуты контакты 1 и 3, если уровень напряжения разряда кода V равен логическому нулю, то – замкнуты контакты 1 и 2.

Ключ SA1 обеспечивает подключение выхода РТ к внутренней нагрузке (эквивалентный резистор R_э) или через коммутатор и электроды к внешней нагрузке (пациент).

Функцию коммутатора выполняют ключи SA2, SA3, SA4, SA5, обеспечивающие положительную или отрицательную полярность напряжения на каждом из электродов. Электроды обозначены цветом (по аналогии с кардиологическими):

- Ж – желтый;
- К – красный;
- З – зеленый;
- Ч – черный.

Установка полярности электродов осуществляется с ПУ, а ее индикация обеспечивается светодиодами с управляемым цветом свечения:

- красный цвет свечения – положительная полярность;
- зеленый цвет свечения – отрицательная полярность.

Проведение процедур возможно с двумя, тремя или четырьмя электродами.

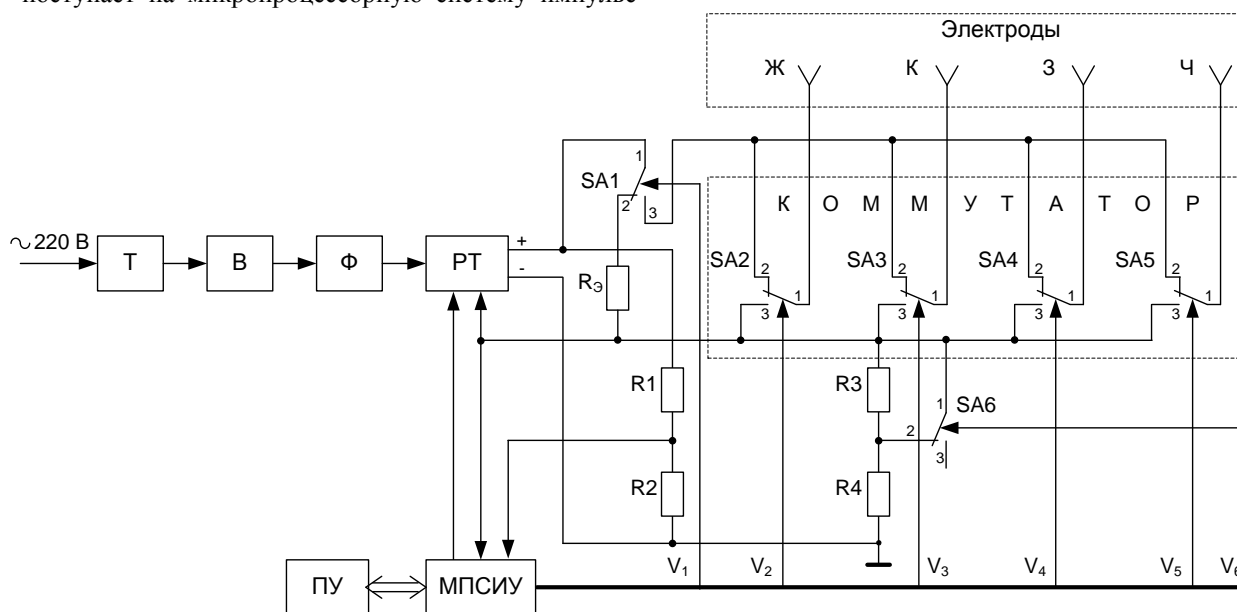


Рисунок 2. Функциональная схема аппарата АНЭТ-50 ГТ

Регулирование выходного тока аппарата осуществляется в двух поддиапазонах:

- первый поддиапазон от 0,1 до 5 мА с шагом 0,1 мА;
- второй поддиапазон от 5 до 50 мА с шагом 1 мА.

В первом поддиапазоне у ключа SA6 замкнуты контакты 1 и 3, в результате чего датчиком тока служат последовательно соединенные резисторы R3 и R4. Во втором поддиапазоне у ключа SA6 замкнуты контакты 1 и 2 – датчиком тока служит резистор R4. Такой подход обеспечивает равенство сигналов датчика выходного тока при его максимальных значениях в каждом из поддиапазонов.

Переход с первого поддиапазона регулирования выходного тока на второй поддиапазон и обратно осуществляется автоматически при нажатии соответствующих кнопок «Δ» – увеличение или «∇» – уменьшение выходного тока.

В аппарате АНЭТ-50 ГТ предусмотрено шесть режимов работы:

- непрерывный режим – воздействие постоянным электрическим током;
- импульсный режим – воздействие импульсным током с частотой от 1 до 99 Гц и скважностью равной 2;
- первый сканирующий режим – воздействие импульсным током с частотой, изменяющейся по пилообразному закону в диапазоне от 1 до 10 Гц с периодом сканирования 60 с;
- второй сканирующий режим – воздействие импульсным током с частотой, изменяющейся по закону равносоставленного треугольника в диапазоне от 1 до 10 Гц и обратно с периодом сканирования 60 с;
- третий сканирующий режим – воздействие импульсным током с частотой, изменяющейся по пилообразному закону в диапазоне от 10 до 100 Гц с периодом сканирования 60 с;
- четвертый сканирующий режим – воздействие импульсным током с частотой, изменяющейся по закону равносоставленного треугольника в диапазоне от 10 до 100 Гц и обратно с периодом сканирования 60 с.

Индикация режимов работы аппарата осуществляется на индикаторе «ЧАСТОТА, Гц»:

- символы «НР» – непрерывный режим;
- символы от «01» до «99» – импульсный режим с указанием частоты в герцах;
- символы «С1», «С2», «С3» и «С4» – сканирующие режимы – первый, второй, третий и четвертый соответственно.

В работе аппарата АНЭТ-50 ГТ могут быть выделены три этапа работы:

- первый этап – включение аппарата в сеть;
- второй этап – задание параметров воздействия;
- третий этап – воздействие постоянным или импульсным током на пациента.

Анализ работы аппарата на каждом из этапов позволил установить все возможные аварийные ситуации (в том числе и некорректно установленную полярность электродов), возникновение которых не позволяет использовать аппарат для проведения процедур. Выявление аварийных ситуаций и их идентификация осуществляются в аппарате также поэтапно.

На первом этапе проверяется работоспособность регулятора тока, которая может быть нарушена, например, выходом из строя его регулирующего элемента. Проверка регулятора осуществляется в обоих

поддиапазонах регулирования выходного тока при его работе на эквивалентный резистор.

На втором этапе проверяется наличие кабеля пациента, который должен быть подключен к аппарату (в разьеме кабеля предусмотрен специальный ключ, позволяющий идентифицировать вид кабеля – двухпроводный или четырехпроводный). На третьем этапе проверяется работоспособность РТ и при подключенном четырехпроводном кабеле производится анализ установленной полярности электродов (хотя бы один из них должен иметь полярность отличную от других) (первая стадия). Кроме того, осуществляется проверка соединений электродов с аппаратом и контактов электродов с телом пациента, а также контролируется значение сопротивления на выходе аппарата, нарушение контура выходного тока и его соответствие заданному значению (вторая стадия).

Блок-схема общего алгоритма работы аппарата АНЭТ-50 ГТ приведена на рис. 3.

В свою очередь, в этой блок-схеме могут быть выделены алгоритмы двух типов:

- алгоритмы функционирования, обеспечивающие задание и формирование параметров воздействия (бл. 4, 10, 13);
- алгоритмы самодиагностики аппарата на каждом из этапов его работы (бл. 2, 5, 8, 14).

Первая группа алгоритмов обеспечивает при любом из выбранных режимов работы постепенное увеличение выходного тока аппарата от нуля до заданного значения за 8 с в начале процедуры, его последующую стабилизацию, как при изменении напряжения питания, так и при изменении сопротивления нагрузки, а также постепенное уменьшение тока от заданного значения до нуля за 8 с в конце процедуры. Диаграмма изменения выходного тока аппарата (непрерывный режим работы) в ходе процедуры с продолжительностью $\tau_{ПР}$ показана на рис. 4. При этом изменение тока на этапе увеличения (в начале процедуры) может быть определено выражением

$$i_{НАЧ} \Leftarrow \Delta I \left(1 + \left[\frac{t}{\Delta t} \right] \right),$$

а на этапе уменьшения (в конце процедуры) – выражением

$$i_{КОН} \Leftarrow \Delta I \left\{ 16 - \left(1 + \left[\frac{t}{\Delta t} \right] \right) \right\},$$

где ΔI – приращение выходного тока за интервал времени Δt

$$\Delta I = I_3 / 16;$$

I_3 – заданное значение выходного тока;

$$\Delta t = 0,5 \text{ с};$$

t – текущее время на интервалах увеличения $\tau_{НАЧ}$ или уменьшения $\tau_{КОН}$ выходного тока (см. рис. 4);

$$\left[\frac{t}{\Delta t} \right] - \text{целая часть частного от деления.}$$

Стабилизация выходного тока (уровня в непрерывном режиме или амплитуды импульсов в импульсном или в сканирующих режимах) в процессе процедуры обеспечивается системой автоматического регулирования с двумя контурами обратной связи. Первый контур, входящий в регулятор тока, обладает высоким быстродействием, но обеспечивает стабилизацию тока лишь при незначительных возмущениях.

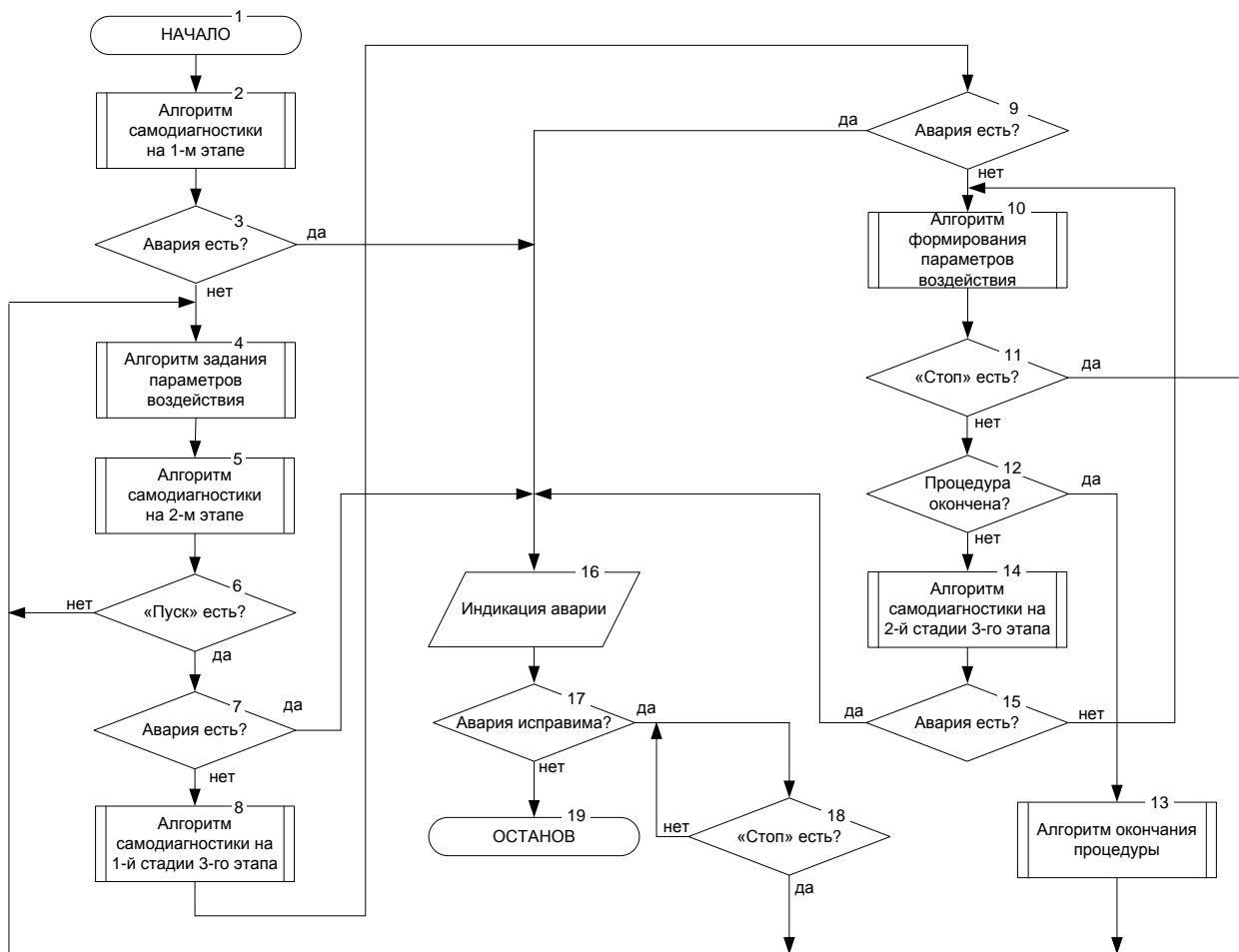


Рисунок 3. Блок-схема общего алгоритма работы аппарата АНЭТ-50 ГТ

Второй контур, входящий в МПСИУ, обладает меньшим быстродействием, но зато обеспечивает стабилизацию тока при значительных возмущениях как со стороны питающей сети (отклонения до $\pm 15\%$), так и со стороны нагрузки (отклонения до $\pm 75\%$ при заданном значении выходного тока не более 40 мА).

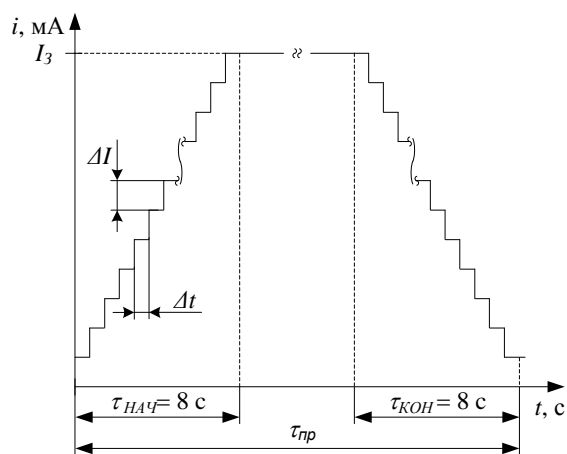


Рисунок 4. Диаграмма изменения выходного тока аппарата АНЭТ-50 ГТ в ходе процедуры

В первом и третьем сканирующих режимах изменение частоты следования импульсов тока на периоде повторения определяется выражением

$$f_{И1,3} = \Delta f_{И1} \left(1 + \left\lfloor \frac{t}{\Delta t_1} \right\rfloor \right),$$

где $\Delta f_{И1}$ – дискретность изменения частоты следования импульсов:

в первом сканирующем режиме $\Delta f_{И1} = 1$ Гц;

в третьем сканирующем режиме $\Delta f_{И3} = 10$ Гц;

t – текущее время в пределах периода повторения $T = 60$ с;

$\Delta t_1 = 6$ с – временной интервал формирования неизменного значения частоты следования импульсов в первом и третьем сканирующих режимах;

$\left\lfloor \frac{t}{\Delta t} \right\rfloor$ – целая часть частного от деления.

Во втором и четвертом сканирующих режимах изменение частоты следования импульсов тока на периоде повторения определяется выражением

$$f_{И2,4} = \begin{cases} \Delta f_{И2} \left(1 + \left\lfloor \frac{t}{\Delta t_2} \right\rfloor \right) & \text{при } 0 \leq t < T/2; \\ \Delta f_{И4} \left(10 - \left(1 + \left\lfloor \frac{t}{\Delta t_2} \right\rfloor \right) \right) & \text{при } T/2 \leq t < T, \end{cases}$$

где $\Delta f_{И2}$ – дискретность изменения частоты следования импульсов:

во втором сканирующем режиме $\Delta f_{И2} = 1$ Гц;

в четвертом сканирующем режиме $\Delta f_{И4} = 10$ Гц;

$\Delta t_2 = 3$ с – временной интервал формирования неизменного значения частоты следования импульсов

во втором и четвертом сканирующих режимах.

После включения аппарата в питающую сеть на все его индикаторы выводятся символы «— —» и начинается процесс самодиагностики.

Блок-схема алгоритма самодиагностики аппарата на первом этапе работы (включение аппарата) приведена на рис. 5.

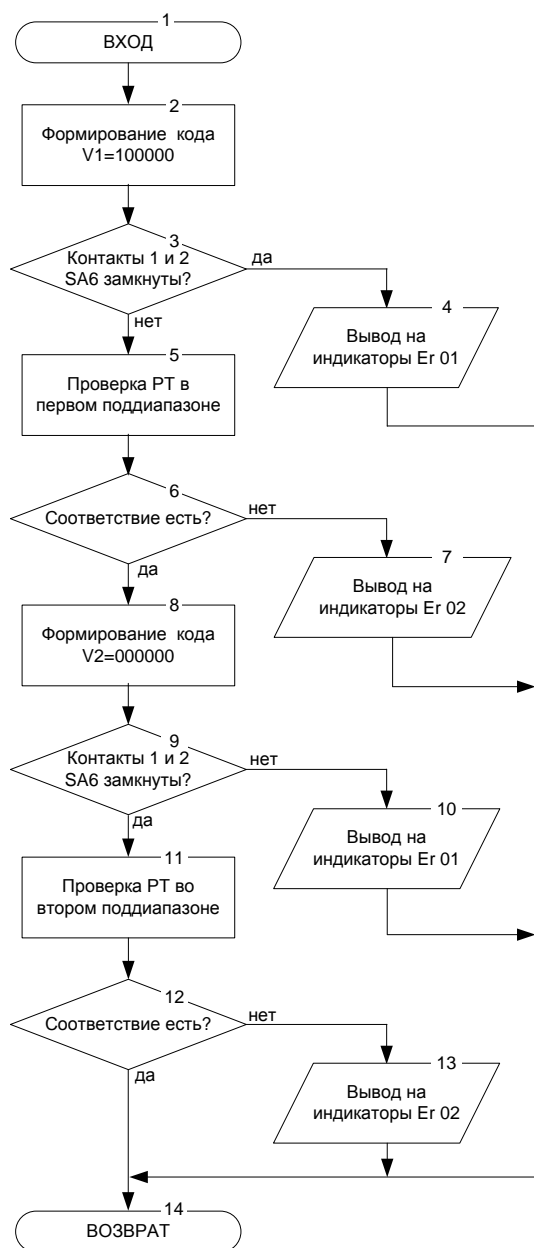


Рисунок 5. Блок-схема алгоритма самодиагностики аппарата АНЭТ-50 ГТ на первом этапе работы

В соответствии с этим алгоритмом МПСИУ формирует два кода V. Первый код V1 = 100000 – подключение РТ на R₃ для регулирования тока в первом поддиапазоне (бл. 2). Если после этого было установлено, что у ключа SA6 замкнуты контакты 1 и 2 (бл. 3), то на индикаторы аппарата выводится код ошибки **Er 01** (бл. 4) (символы **Er** – на индикатор «ЧАСТОТА, Гц», символы **01** – на индикатор «ТОК, мА»). Кроме того, на аварийную ситуацию будут указывать излучение точечного светодиодного индикатора «Авария» с красным цветом свечения и звуковая сигнализация. Если контакты 1 и 2 ключа SA6 оказались разомкнуты

(бл. 3), то осуществляется проверка работоспособности РТ (бл. 5) путем постепенного увеличения тока от 0,1 до 5 мА и его постепенного уменьшения от 5 до 0,1 мА (аналогично тому как это делается в начале и в конце процедуры, см. рис. 4). В том случае, если в процессе проверки работоспособности РТ было выявлено несоответствие заданного значения тока току в R₃ (бл. 6) на индикаторы аппарата выводится код ошибки **Er 02** (бл. 7). Дополнительно о возникшем несоответствии укажут световая (индикатор «Авария») и звуковая сигнализации. Если же ток в R₃ всегда соответствовал заданным значениям МПСИУ формирует следующий код.

Второй код V2 = 000000 – подключение выхода РТ на R₃ для регулирования тока во втором поддиапазоне (бл. 8). Если после этого было установлено, что у ключа SA6 контакты 1 и 2 не замкнуты (бл. 9), то на индикаторы аппарата выводится код ошибки **Er 01** (бл. 10), а также срабатывают световая и звуковая сигнализации. Если контакты 1 и 2 ключа SA6 замкнуты (бл. 9), то осуществляется проверка работоспособности РТ путем постепенного увеличения тока от 5 до 50 мА и его постепенного уменьшения от 50 до 5 мА (бл. 11). В том случае, если в процессе проверки работоспособности РТ было выявлено несоответствие заданного значения тока току в R₃ (бл. 12) на индикаторы аппарата выводится код ошибки **Er 02** (бл. 13). Если же ток в R₃ всегда соответствовал заданным значениям МПСИУ формирует на индикаторах ПУ следующие символы:

«НР» – на индикаторе «ЧАСТОТА, Гц»;

«0,1» – на индикаторе «ТОК, мА»;

«01» – на индикаторе «ТАЙМЕР, мин»,

что соответствует переходу аппарата ко второму этапу работы – заданию параметров воздействия. Продолжительность процесса самодиагностики на первом этапе не превышает 2 с.

На втором этапе работы аппарата самодиагностика заключается в идентификации кабеля пациента путем анализа двухразрядного кода, формируемого с помощью разъема этого кабеля (бл. 4, рис. 3). Этот код может иметь следующие значения:

«01» – подключен двухпроводный кабель пациента;

«10» – подключен четырехпроводный кабель пациента;

«11» – кабель пациента отсутствует.

Если кабель пациента к аппарату не подключен, то все точечные светодиодные индикаторы полярности будут погашены. Выбор режима работы аппарата и задание параметров воздействия в этом случае возможны, однако действие кнопки «ПУСК» будет заблокировано.

В том случае, если к аппарату подключен двухпроводный кабель пациента полярность электродов будет установлена следующим образом:

«желтый» электрод – не подключен (точечный светодиодный индикатор полярности погашен);

«красный» электрод – положительная полярность (точечный светодиодный индикатор светится красным цветом);

«зеленый» электрод – отрицательная полярность (точечный светодиодный индикатор светится зеленым цветом);

«черный» электрод – не подключен (точечный

светодиодный индикатор полярности погашен).

После идентификации двухпроводного кабеля пациента возможно изменение полярности любого из электродов. Полярность другого электрода в этом случае будет изменяться автоматически (бл. 6, рис. 3).

При подключенном к аппарату четырехпроводном кабеле пациента, полярность электродов устанавливается следующим образом:

«желтый» электрод – положительная полярность (точечный светодиодный индикатор светится красным цветом);

«красный» электрод – положительная полярность (точечный светодиодный индикатор светится красным цветом);

«зеленый» электрод – отрицательная полярность (точечный светодиодный индикатор светится зеленым цветом);

«черный» электрод – отрицательная полярность (точечный светодиодный индикатор светится зеленым цветом).

После идентификации четырехпроводного кабеля пациента полярность любого из электродов может быть установлена произвольно в соответствии с методикой проводимой процедуры (бл. 6, рис. 3). Для проведения процедур с тремя электродами «черный» электрод может быть «отключен», т.е. точечный светодиодный индикатор полярности погашен.

В соответствии с порядком эксплуатации аппарата, после размещения и фиксации электродов на теле пациента, выбора режима работы, установки полярности электродов и задания параметров воздействия для начала процедуры следует нажать кнопку «ПУСК» (бл. 7, рис. 3). После этого аппарат переходит к третьему этапу работы – воздействию постоянным или импульсным током на пациента. Блок-схема алгоритма самодиагностики аппарата на первой стадии третьего этапа работы приведена на рис. 6.

Если к аппарату для проведения процедуры подключен двухпроводный кабель пациента производится проверка работоспособности регулятора тока на эквивалентный резистор. Для этого в зависимости от заданного значения тока (первый или второй поддиапазоны) МПСИУ формирует коды V1 или V2. Затем проверяется состояние ключа SA6 (бл. 7), если оно не соответствует нужному поддиапазону, то на индикаторы аппарата выводится код ошибки *Er 01* (бл. 8). Если ключ SA6 в нужном положении, то проверка работоспособности РТ (бл. 9) осуществляется путем постепенного увеличения тока от минимального значения до максимального (в соответствующем поддиапазоне) с его последующим уменьшением (аналогично тому, как это происходит на первом этапе работы аппарата). Если в процессе проверки работоспособности РТ было установлено несоответствие, то на индикаторы аппарата выводится код ошибки *Er 02* (бл. 11).

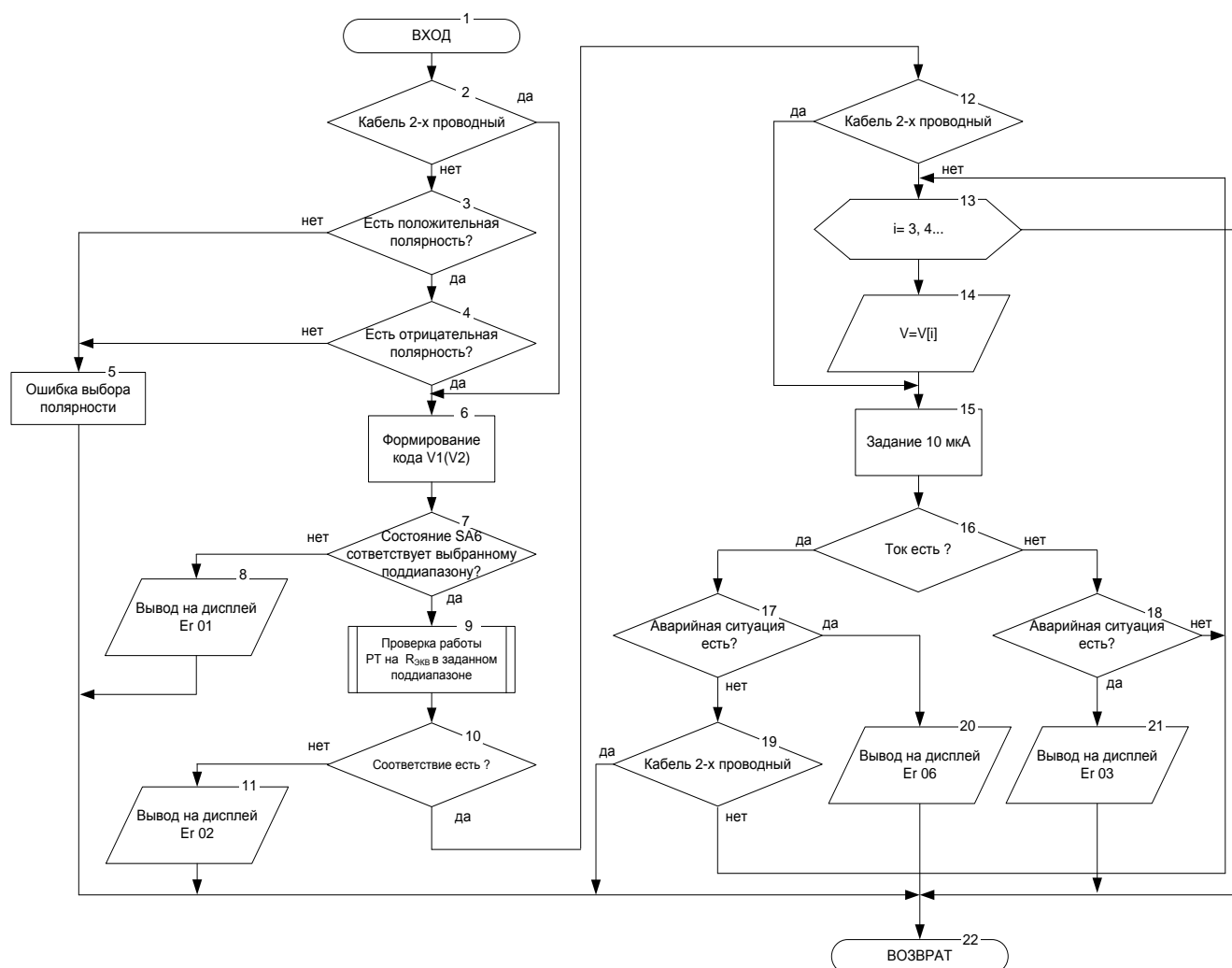


Рисунок 6. Блок-схема алгоритма самодиагностики аппарата АНЭТ-50 ГТ на первой стадии третьего этапа работы

Если при проверке РТ несоответствий установлено не было, то далее производится проверка соединений электродов с аппаратом и контактов электродов с телом пациента.

В том случае, если для проведения процедуры к аппарату был подключен четырехпроводный кабель, осуществляется проверка полярности электродов (бл. 3-4). Если все используемые электроды имеют одну и ту же полярность, сигнал «ПУСК» блокируется, а точечным светодиодные индикаторы полярности светятся с прерываниями красным цветом. Дополнительно на аварийную ситуацию будут указывать излучение точечного светодиодного индикатора «Авария» и звуковая сигнализация (бл. 5). Если электроды имеют различную полярность, производится проверка состояния ключа SA6 и работоспособности регулятора тока на эквивалентный резистор (бл. 7, 9-10). Если при проверке несоответствий установлено не было, то далее производится проверка соединений электродов с аппаратом и телом пациента.

При использовании двухпроводного кабеля пациента, проверка подключений и контактов электродов осуществляется путем простого контроля тока в контуре пациента (бл. 15-16). Если ток в контуре пациента отсутствует, то на индикаторы аппарата выводится код ошибки **Er 03** (бл. 21) с дополнительными световой и звуковой сигнализациями. В том случае, если ток в контуре пациента имеет место, начинается его постепенное увеличение до заданного значения (см. рис. 4).

При подключенном к аппарату четырехпроводном кабеле пациента, в соответствии с алгоритмом (см. рис. 6) для проверки подключений и контактов электродов МПСИУ формирует некоторую последовательность кодов V (бл. 13-14). Принцип формирования такой последовательности рассмотрим на следующем примере.

Пусть для проведения процедуры оператором установлена такая полярность электродов:

- «желтый» электрод – положительная полярность;
- «красный» электрод – положительная полярность;
- «зеленый» электрод – отрицательная полярность;
- «черный» электрод – отрицательная полярность,

а заданное значение тока соответствует второму поддиапазону.

В исходном состоянии (т.е. после проверки работы РТ на эквивалентный резистор) все электроды подключены положительному выходу РТ. Из последовательности «желтый» – «красный» – «зеленый» – «черный» первым проверяется «зеленый» электрод, имеющий отрицательную полярность.

Для этого МПСИУ формирует код V3 = 001001 – подключение РТ к коммутатору (у ключа SA1 замкнуты контакты 1 и 3); в коммутаторе у ключа SA4 замкнуты контакты 1 и 3, а у ключей SA2, SA3, SA5 замкнуты контакты 1 и 2 («зеленый» электрод имеет отрицательную полярность, остальные – положительную); датчик тока настроен на второй поддиапазон (у ключа SA6 замкнуты контакты 1 и 2). Затем на выходе РТ формируется постоянный ток силой порядка 10 мкА. Образованные при этом контуры тока в теле пациента (при условии обеспечения надежности всех контактов) показаны на рис. 7, а. В том случае, если по любой из причин (произошел обрыв в кабеле пациен-

та, обрыв соединительного провода электрода или отсутствие контакта электрода с телом пациента) ток $i_{ВЫХ}$ на выходе аппарата будет отсутствовать, на индикаторы аппарата выводится код ошибки **Er 03** (бл. 21) с дополнительными световой и звуковой сигнализациями. Если ток на выходе аппарата имеет место (бл. 16), то МПСИУ формирует следующий код V для проверки «черного» электрода (бл. 13-14).

При формировании кода V4 = 010001 изменяется состояние ключей SA4 (замыкаются контакты 1 и 2) и SA5 (замыкаются контакты 1 и 3). Теперь «черный» электрод имеет отрицательную полярность, остальные – положительную. Контуров тока, образованные при этом в теле пациента (при обеспечении надежности всех контактов), показаны на рис. 7, б. Отсутствие выходного тока $i_{ВЫХ}$ аппарата воспринимается МПСИУ как аварийная ситуация и на индикаторы аппарата выводится код ошибки **Er 03** (бл. 21) с дополнительной сигнализацией. При наличии выходного тока формируется очередной код V для проверки «желтого» электрода (бл. 13-14).

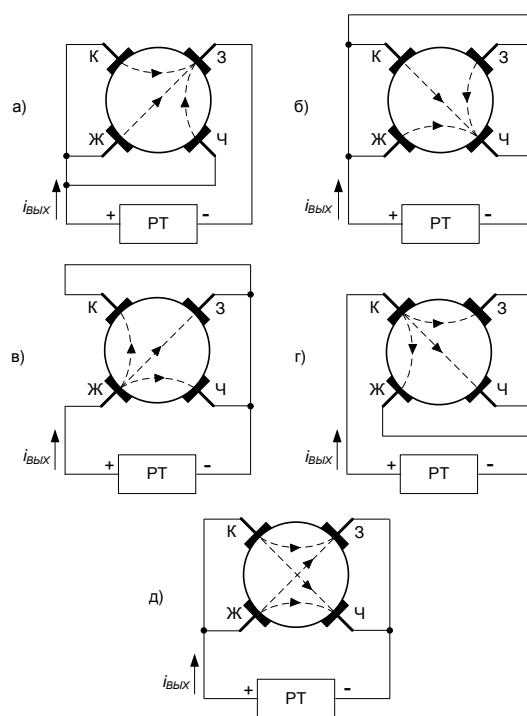


Рисунок 7. Контуров токов в теле пациента при работе аппарата АНЭТ-50 ГТ с четырехпроводным кабелем

При V5 = 011101 изменяется состояние ключей SA3 и SA4 (замыкаются контакты 1 и 3), что изменяет полярность электродов: «желтый» электрод – положительная полярность, остальные – отрицательная. Это, в свою очередь, приводит к образованию контуров в теле пациента (при наличии всех контактов), показанных на рис. 7, в. Если выходной ток $i_{ВЫХ}$ будет отсутствовать, МПСИУ выведет код ошибки **Er 03** (бл. 21). В противном случае формируется последний код V для проверки «красного» электрода (бл. 13-14).

При V6 = 011011 изменяется состояние ключей SA2 (замыкаются контакты 1 и 3) и SA3 (замыкаются контакты 1 и 2). В этом случае положительную полярность будет иметь «красный» электрод, а остальные –

отрицательную. При наличии всех контактов в теле пациента будут образованы контуры токов, показанные на рис. 7, г. Если $i_{БВХ}$ не будет зафиксирован, то МПСИУ формирует код ошибки **Er 03** (бл. 21). Если $i_{БВХ}$ имеет место, то формируется «рабочий» код V7 = 011001, который обеспечивает полярность электродов, установленную оператором (см. рис. 7, д).

Таким образом, для проверки соединений электродов с аппаратом и контактов электродов с телом пациента каждому из них поочередно устанавливается полярность отличная от других электродов и контролируется ток на выходе аппарата. Продолжительность такой проверки не превышает 2 с.

В том случае, если оператором полярность электродов установлена таким образом, что три электрода имеют одну полярность, а четвертый – другую, количество кодов, формируемых для проверки надежности контактов электродов, сокращается на один.

Если процедура проводится по трехэлектродной методике, «черный» электрод «отключают» – точечный светодиодный индикатор полярности погашен, а к соответствующему («черному») гнезду кабеля пациента электрод не подключают. Однако, поскольку подвижный контакт 1 ключа SA5 имеет лишь два положения, то отключение «черного» электрода сводится к его подключению к отрицательному выводу РТ. Поэтому при проверке контактов электродов в этом случае обязательно формируется код Vi = 010001 («черный» электрод имеет отрицательную полярность, остальные – положительную) и проверяется наличие тока в выходном контуре аппарата. Если выходной ток имеет место по причине ошибочного подключения электрода к «черному» гнезду кабеля пациента, МПСИУ воспринимает это как аварийную ситуацию (бл. 17) и выводит код ошибки **Er 06** (бл. 20). В том случае если ток отсутствует, проверка контактов остальных электродов осуществляется аналогично тому, как это было описано выше.

После проверки контактов электродов начинается постепенное увеличение тока в выходном контуре аппарата до заданного значения (см. рис. 4). Если в конце интервала $\tau_{НАЧ}$ ток не достигает заданного значения I_3 , причиной чему может быть чрезмерно большое сопротивление межэлектродного участка, начинается прерывистое излучение точечного светодиодного индикатора «Авария» с красным цветом свечения, а на индикатор «ТОК, мА» выводится фактическое значение тока. Процедура при этом может быть продолжена с меньшей интенсивностью воздействия или прекращена для замены электродов (сопротивление межэлектродного участка зависит, в том числе, и от площади электродов [6]) или изменения их положения. Если к концу интервала $\tau_{НАЧ}$ выходной ток аппарата достиг заданного значения, то далее осуществляется его стабилизация.

В процессе проведения процедуры постоянно осуществляется контроль за сопротивлением межэлектродного участка и выходным током (бл. 14, рис. 3). Сопротивление межэлектродного участка определяется в МПСИУ путем вычислений, с учетом данных датчика выходного напряжения (резисторы R1 и R2) и датчика тока (резисторы R3 и R4).

Если по какой-либо причине (короткое замыкание в кабеле пациента, замыкание между собой разнополяр-

ных электродов и т.д.) сопротивление на выходе аппарата стало меньше некоторого допустимого значения такая ситуация воспринимается как аварийная (бл. 15, рис. 3) и МПСИУ выводит код ошибки **Er 04** (бл. 16, рис. 3). Для проведения испытаний минимально допустимое значение сопротивления на выходе аппарата было задано равным 50 Ом, что на порядок меньше штатного сопротивления нагрузки для подобных аппаратов.

Если в процессе проведения процедуры произошел обрыв в выходном контуре аппарата, то МПСИУ выводит код ошибки **Er 05** (бл. 16, рис. 3).

Возникновение любой аварийной ситуации на третьем этапе работы аппарата, приводит к отключению регулятора тока от коммутатора, а, следовательно, и от пациента.

В заключение следует отметить, что разработанные алгоритмы самодиагностики аппарата позволяют идентифицировать следующие виды аварийных ситуаций и несоответствий:

- выход из строя ключа SA6, обеспечивающего работу аппарата в двух поддиапазонах регулирования выходного тока (**Er 01**);
- выход из строя регулятора тока (**Er 02**);
- отсутствие соединения электродов с аппаратом или контакта электродов с телом пациента (**Er 03**);
- сопротивление межэлектродного участка ниже предельно допустимого значения (**Er 04**);
- обрыв в выходном контуре аппарата (**Er 05**);
- ошибочное подключение электрода к «черному» гнезду кабеля пациента при проведении процедуры по трехэлектродной методике (**Er 06**).

Кроме того, в аппарате предусмотрена возможность идентифицировать вид кабеля пациента и проверять полярность электродов.

Следует отметить, что первые два вида аварийных ситуаций могут быть устранены только путем разборки аппарата и замены компонентов, вышедших из строя. Такой ремонт должен производиться специалистами предприятия-изготовителя.

Все остальные аварийные ситуации и несоответствия могут быть легко устранены обслуживающим медицинским персоналом по инструкции, приведенной в руководстве по эксплуатации аппарата.

Наличие алгоритмов самодиагностики в аппарате АНЭТ-50 ГТ позволяет:

- полностью исключить возможность воздействия на пациента ненормированной силой тока;
- обеспечить проведение процедуры с тремя и четырьмя электродами строго в соответствии с выбранной методикой;
- ускорить процесс поиска и ликвидации аварийных ситуаций и несоответствий в работе аппарата.

Все это повышает надежность аппарата, а стало быть, обеспечивает более высокое качество проведения процедур и способствует скорейшему выздоровлению пациентов.

Литература: 1. Боголюбов В.М., Пономаренко Г.Н. Общая физиотерапия. – М.: Медицина, 1999. – 432 с.
2. Техника и методики физиотерапевтических процедур (Справочник) / Под ред. В.М. Боголюбова. – Тверь: Губернская медицина, 2002. – 403 с.

3. Воробьев М.Г., Пономаренко Г.Н. Практическое пособие по электро- и магнитотерапии. – СПб.: Гиппократ, 2002. – 200 с.
4. Улащик В.С. Новые методы и методики физической терапии. – Минск: Беларусь, 1986. – 175 с.
5. Расширение функциональных возможностей электронного медицинского аппарата для гальванизации и лекарственного электрофореза / Е.И. Сокол, А.В. Кипенский, Е.И. Король, Н.И. Кубышкина и др. // Технічна електродинаміка. – Тематичний вип. «Проблеми сучасної електротехніки». Ч. 7. – 2006. – С. 107-110.
6. Ливенсон А.Р. Электромедицинская аппаратура. – М.: Медицина, 1981. – 344 с.

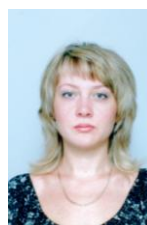


Кипенский Андрей Владимирович, профессор кафедры «Промышленная и биомедицинская электроника» Национального технического университета «ХПИ», академик Академии наук Прикладной радиоэлектроники. Область научных интересов: теория микропроцессорных систем импульсного управления и автоматического регулирования.

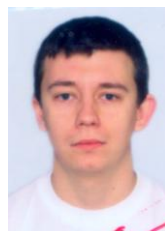
тического регулирования.



Король Евгений Игоревич, кандидат технических наук, ст. преподаватель кафедры Промышленная и биомедицинская электроника» НТУ «ХПИ». Область научных интересов: разработка микропроцессорных систем импульсного управления.



Кубышкина Наталья Ивановна, аспирант кафедры «Промышленная и биомедицинская электроника» НТУ «ХПИ». Область научных интересов: электротерапевтические аппараты с микропроцессорным импульсным управлением.



Томашевский Роман Сергеевич, инженер кафедры «Промышленная и биомедицинская электроника» НТУ «ХПИ». Область научных интересов: улучшение характеристик медицинских аппаратов с помощью микропроцессорных систем импульсного управления.